Methoden zur Bestimmung der mechanischen Eigenschaften der menschlichen Leichenhaut

(Auszug)

Inaugural-Dissertation
der Naturwissenschaftlichen Fakultät
der Friedrich-Alexander-Universität
Erlangen-Nürnberg
zur
Erlangung des Doktorgrades

vorgelegt von
Peter Zink
aus München

Springer-Verlag-Berlin, Göttingen, Heidelberg
J. F. Bergmann-München
1965
1964

1965 ₩ 44

Als Dissertation genehmigt
von der Naturwissenschaftlichen Fakultät
der Universität Erlangen-Nürnberg

Tag der mündlichen Prüfung: 22.7.1964

Dekan:	Universitätsprofessor Dr.H.Behrens
Berichterstatter:	Universitätsprofessor Dr.E.Mollwo
Berichterstatter:	Universitätsprofessor Dr.Dr.E.Weinig

Sonderdruck aus:
Deutsche Zeitschrift für gerichtliche Medizin,
Band 56, 349 - 370 (1965)

Deutsche Zeitschrift für gerichtliche Medizin 56, 349—370 (1965)

Aus dem Institut für Gerichtliche Medizin und Kriminalistik
der Universität Erlangen-Nürnberg (Direktor: Prof. Dr. Dr. E. Weinig)

Methoden zur Bestimmung der mechanischen Eigenschaften der menschlichen Leichenhaut*

Peter Zink

Mit 16 Textabbildungen

(Eingegangen am 11. Januar 1965)

Das Ziel der vorliegenden Arbeit war es, Methoden anzugeben, mit denen die mechanischen Eigenschaften der menschlichen Leichenhaut in reproduzierbarer Weise untersucht werden können.

An bisherigen Veröffentlichungen über dieses Gebiet sollen unter anderem die „Untersuchungen über die elastischen Eigenschaften tierischer Gewebe" von Wöhlisch, du Mesnil und Gerschler genannt werden. Sie untersuchten je 16 Hautstreifen, Coriumstreifen und Epidermisstreifen und ermittelten für die durchgemessenen Stücke verschiedene Festigkeits- und Elastizitätskonstanten wie z. B. den Elastizitätsmodul, die maximale Dehnbarkeit und die maximale Spannung. Eingehender untersuchte Rollhäuser die Abhängigkeit der Hautfestigkeit vom Lebensalter und fand für 7—8 cm lange Hautstreifen aus dem Gebiet zwischen Sternum und Nabel einen statistisch gesicherten Unterschied der Festigkeitseigenschaften zwischen den Altersgruppen mens VII bis 3 Jahre, 3—15 Jahre, 15—30 Jahre, 30—50 Jahre und 50—80 Jahre. Es ergab sich, daß die Zugfestigkeit und der Elastizitätsmodul mit dem Alter anstiegen, die maximale Dehnbarkeit aber sank. Jansen und Rottier stellten ebenfalls einen Einfluß des Alters an 0,5 cm breiten, 10 cm langen Hautstreifen fest. Einen Unterschied zwischen den Geschlechtern konnten sie nicht beobachten.

Das Kollagen, der entscheidende Träger der mechanischen Eigenschaften der Haut

Die menschliche Haut weist bekanntlich verschiedene Schichten auf, und zwar von außen nach innen Epidermis, Corium und Subcutis, von denen im wesentlichen das Corium die mechanischen Eigenschaften der Haut bestimmt. Es enthält als tragende Komponenten die Fasergeflechte des Kollagens und Elastins, wobei

* Die vorliegende Arbeit wurde mit Mitteln der Deutschen Forschungsgemeinschaft durchgeführt, wofür ihr der beste Dank gesagt werden soll.

Für die Anregung zu dieser Arbeit danke ich Herrn Prof. Dr. Gg. Schmidt und Herrn Prof. Dr. Dr. E. Weinig; Herrn Prof. Dr. E. Mollwo, Direktor des Instituts für Angewandte Physik der Universität Erlangen-Nürnberg, sage ich meinen herzlichen Dank für die ständig gewährte wertvolle Hilfe und Beratung bei der Durchführung der Arbeit.

Ferner danke ich Herrn Dr. W. Becker (Nürnberg) und meinem Vater, Herrn Dr. W. Zink, für viele Ratschläge. Schließlich sage ich Fräulein Dr. E. Wagner und Herrn Oberpräparator O. Opitz meinen Dank für die Hilfe bei den Experimenten.

nach LEVER das kollagene Bindegewebe mit 98% bei weitem überwiegt. Deshalb kann es als der entscheidende Träger der mechanischen Eigenschaften angesprochen werden.

Das Kollagen baut sich aus 0,6 μ dicken, glatten und unverzweigten Fibrillen auf (KELLER), welche durch eine geringe Menge ungeformter Interzellularsubstanz (Kittsubstanz) zu verschieden dicken Bindegewebsfasern verklebt werden, die im mikroskopischen Schnitt als funktionelle Bündel in Erscheinung treten. Diese Bindegewebsfasern sind an Berührungsstellen miteinander verklebt (KÜNTZEL); sie sind bei ungedehnter Haut unterschiedlich stark gewellt und werden durch eine Dehnung entwellt und parallel gerichtet. Da die Faserbündel aus vielen Einzelfibrillen aufgebaut sind, können sie in Längsrichtung leicht gespalten werden. Experimentell gelang uns das bis zu einer Dicke von 1,5 μ. Die Fibrille selbst ist eine Ansammlung mehr oder minder paralleler Polypeptidketten mit Querverbindungen (KÜNTZEL), zwischen die noch ungeordnetes Material eingelagert ist (ROLLHÄUSER).

Abb. 1. Form und Größe der verwendeten Hautmeßstreifen (Hautnormal)

Das Versuchsmaterial

Die zu den Untersuchungen verwendeten Hautstreifen sollten möglichst klein sein, denn die Haut ändert an vielen Körperstellen ihre Eigenschaften innerhalb kleiner Bereiche. Sie erhielten entsprechend den technischen Probestabformen die in Abb. 1 angegebene Form, weil so störende Kerbwirkungen an den breiteren Einspannstellen vermieden werden.

Hautstreifen dieser Form werden im folgenden „Hautnormale" genannt; trotz ihrer geringen Meßbreite von 10 mm traten keine Randeffekte auf, wie durch experimentelle Untersuchungen sichergestellt wurde. An der Leiche wurde die Form der zu entnehmenden Hautnormale mit Hilfe einer Schablone aufgezeichnet (Abb. 2), längs dieser Kontur mit einem scharfen Skalpell eingeschnitten und das Unterhautfettgewebe sorgfältig abpräpariert.

Gleich nach der Entnahme wurde die Haut mit feuchtem Filtrierpapier bedeckt, um ein Austrocknen zu vermeiden. Die Haut wurde innerhalb der ersten beiden Tage nach dem Tode entnommen; während dieser Zeit änderten sich die hier untersuchten Eigenschaften nicht, wie experimentell gezeigt werden konnte.

Die Meßapparatur

Das mechanische Dehnungsgerät, das nach unseren Angaben von der Firma Hitzler, Regensburg, freundlicherweise angefertigt worden ist, genügt folgenden Anforderungen: Der Meßvorgang kann rasch durchgeführt werden; es wird so ein Austrocknen der Haut während der Einzelmessung vermieden. Es können Kräfte bis zu 2000 kp erzielt werden, die maximal mögliche Längenänderung beträgt 60 cm. Weiter ist das Meßobjekt gut zugänglich, um Beobachtung und photographische Aufnahmen während des Versuchs zu ermöglichen. Die ganze Apparatur ist bequem zu reinigen, was wegen der unvermeidlichen Verschmutzung notwendig ist. Die Dehnungsgeschwindigkeit kann durch ein Vierganggetriebe mit dahintergeschaltetem Keilriemengelege und durch zwei verschieden schnell

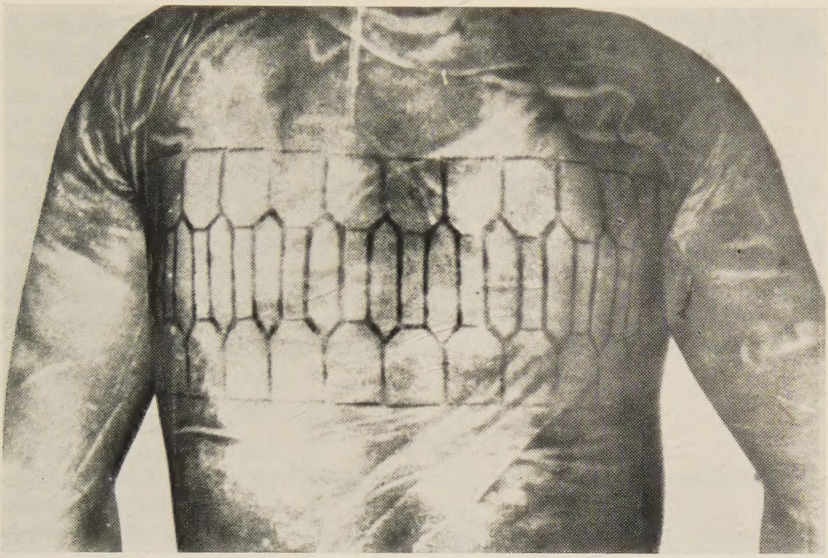

Abb. 2. Anordnung der Meßstreifen auf der Leiche

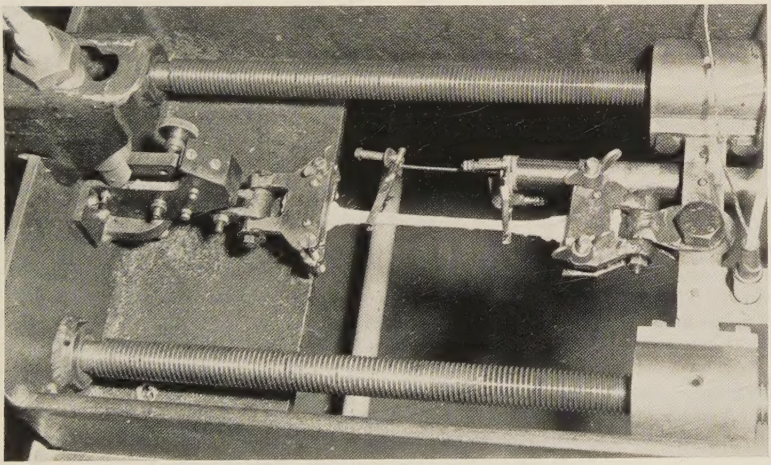

Abb. 3. Teilansicht der Dehnungsapparatur. Die zwei gegenläufigen Spindeln bewegen den rechts liegenden Läufer. In der Mitte erkennt man den bereits gedehnten Hautmeßstreifen, der in die beiden Haltevorrichtungen eingeklemmt ist. An dem Hautstreifen sind die beiden Klammern mit den Gelenken befestigt, die zu dem induktiven Wegaufnehmer führen. Dies ist der zylindrische Stab, der parallel rechts hinter der Haut liegt. Ganz links sieht man die Vorrichtung zur Kraftmessung mit dem gekapselten Dehnungsmeßstreifenkreuz

laufende Motoren zwischen 1 mm/Std und 45 mm/sec verändert werden. Ein sicheres Einspannen der Hautstreifen ist durch geeignete Halterungen gewährleistet; sie wirken wie Feilkloben, und ihre Einspannflächen sind mit einer quer zur Zugrichtung verlaufenden Zahnreihe versehen und mehreren dazu parallelen Rillen, die am freien Ende flacher sind (Abb. 3 und 4).

Für die Längenmessung können die beiden Halterungen wegen des unvermeidlichen Hautschlupfes innerhalb der Einspannung nicht als Meßpunkte dienen. Es werden deshalb an der Leiche im Abstand von 50 mm zwei Querstriche auf dem Hautnormal gezogen (Abb. 1 und 2) und an den so markierten Stellen nach dem Einspannen zwei Klammern angebracht, die mit einem induktiven Wegaufnehmer (GLC-Verlagerungsaufnehmer Typ 1009 SS) verbunden sind (Abb. 3). Man kann so Längenänderungen bis 10 cm messen.

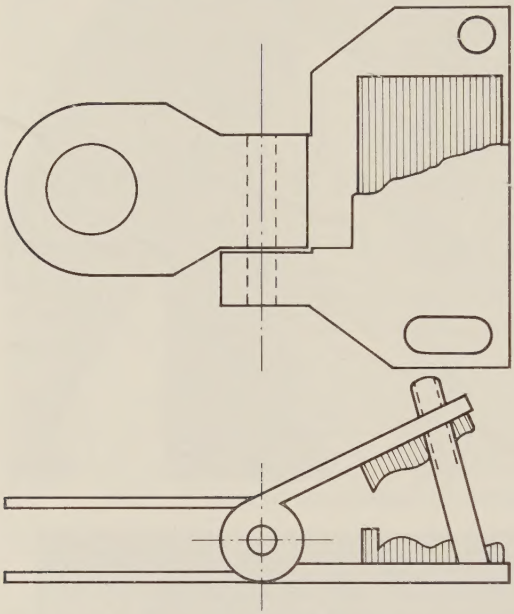

Abb. 4. Auf- und Ansicht der Halterungen mit dem Profil der Einspannflächen

Zur Kraftmessung werden Dehnungsmeßstreifen (Höttinger Meßtechnik Typ SR 4 20/600 Fb 3) verwendet, die auf Bandstahl aufgeklebt werden. Vier gleiche Dehnungsmeßstreifen werden in einer Wheatstoneschen Brücke so geschaltet, daß zwei von ihnen die belastende Kraft messen, während die beiden anderen zur Temperaturkompensation dienen. Es können Kräfte bis 200 kp gemessen werden.

Die Registrierung der aus der Längenänderung und der Belastung erhaltenen elektrischen Signale erfolgt mit einem XY-Schreiber (Moseley 2 D-Autograph); gleichzeitig kann die Belastung in Abhängigkeit von der Zeit mit einem Philips-1 mV-Kompensographen aufgenommen werden.

Definition der verwendeten Meßgrößen

Die physikalische Definition der Normalspannung ist Kraft pro Fläche, die senkrecht zur einwirkenden Kraft steht. Sie ist nur sinnvoll, wenn man diese Fläche bestimmen kann und wenn ein Material bezüglich der angreifenden Kraft homogen erscheint. Der Querschnitt eines Hautstreifens kann jedoch nicht genau bestimmt werden, da die Cutis nicht klar gegen die Subcutis abgrenzbar ist und ihre Dicke stark von dem Gehalt an interstitieller Flüssigkeit abhängt; ferner ist die Haut wegen ihres schichtartigen Aufbaus nicht homogen. Deshalb wird hier die Normalspannung als Kraft pro Hautbreite definiert:

$$\text{Normalspannung } \sigma^* = \frac{\text{Kraft}}{\text{Hautbreite}} \left[\frac{\text{kp}}{\text{cm}}\right];$$

diese Normalspannung (oder Zug) wird im folgenden, technischem Gebrauch gemäß, mit Spannung bezeichnet. Die Zugfestigkeit ist entsprechend:

$$\text{Zugfestigkeit } \sigma^*_{\max} = \frac{\text{Kraft, die gerade zum Reißen führt}}{\text{Hautbreite}} \left[\frac{\text{kp}}{\text{cm}}\right].$$

Dabei bedeutet Hautbreite die im unbelasteten Zustand an der Leiche gemessene Breite des Meßstreifens, also für das Hautnormal 10 mm.

Das Spannungs-Dehnungs-Diagramm der menschlichen Haut zeigt die in Abb. 10 angegebene Form. Es hat sich experimentell herausgestellt, daß die Kurve im Bereich des steilsten Anstiegs über eine längere Strecke linear verläuft und hier mit der steilsten Kurventangente (Wendetangente) zusammenfällt.

Das reziproke Steigungsmaß dieser steilsten Tangente wird Elastizitätsgröße α genannt, in Zeichen:

$$\alpha = \frac{\Delta \varepsilon}{\Delta \sigma^*} \left[\frac{\text{cm}}{\text{kp}}\right].$$

Hierin ist σ^* die eben definierte Spannung und ε die dimensionslose relative Längenänderung.

Der Elastizitätsgröße kommt eine anschauliche Bedeutung zu: Materialien, die sich leicht dehnen lassen, die also im täglichen Sprachgebrauch als elastisch bezeichnet werden, besitzen eine hohe Elastizitätsgröße. „Unelastische" Stoffe besitzen eine niedere Elastizitätsgröße.

Experimenteller Teil

Zuerst werden einzelne Kollagenfasern untersucht, aus denen sich das kollagene Netzwerk des Corium aufbaut. Anschließend wird das Verhalten der gesamten Haut beschrieben, und zwar zuerst durch Versuche bei konstanter Dehnung, die zu einer Abhängigkeit der Kraft von der Zeit führen. Der Einfluß vorhergehender Dehnungen auf dieses Verhalten wird festgestellt und die experimentellen Ergebnisse durch ein Modell beschrieben und gedeutet. Darauf werden die Spannungs-Dehnungs-Kurven untersucht. Sie besitzen für die Haut eine charakteristische Form; der Einfluß der Zeitabhängigkeit und vorhergehender Dehnungen auf diese Kurvenform wird geprüft und dabei festgestellt, daß die Zugfestigkeit und die Elastizitätsgröße zur Beschreibung der Hauteigenschaften geeignet sind. Die erhaltenen Befunde werden wieder durch das Modell gedeutet.

Untersuchungen an den kollagenen Faserbündeln des Coriums

Die einzelnen Faserbündel sind etwa gleich dick. Messungen an mehreren Faserbündeln ergaben eine mittlere Dicke von 13 μ (Abb. 5).

Die Abhängigkeit der Dehnung von der Kraft wird für die Faserbündel unter dem Vergleichsmikroskop gemessen. Das einzelne Faserbündel wird unter dem Lupenmikroskop aus einem etwa 50 μ dicken Hautflachschnitt entnommen und mit dem einen Ende an eine Halterung geklebt. An das andere Ende wird eine 10 mg schwere Waagschale aus Seidenpapier geklebt, auf die dann entsprechende Gewichte aufgelegt werden. Die freie Länge des Faserbündels, also der Abstand zwischen den beiden Klebestellen, wird 1—2 mm lang gewählt. Durch Vergleich mit einem Strichmaßstab kann die Länge auf 10^{-2} mm genau bestimmt werden, die Genauigkeit der Lastmessung beträgt 1%.

Das Experiment ergibt, daß die Verlängerung der Belastung proportional ist, d. h. es gilt für das Faserbündel das Hooksche Gesetz (Abb. 6).

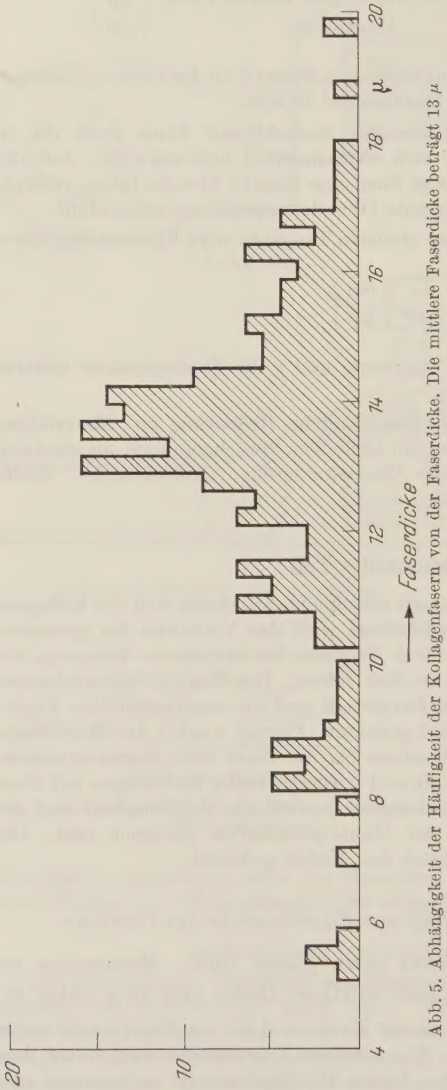

Abb. 5. Abhängigkeit der Häufigkeit der Kollagenfasern von der Faserdicke. Die mittlere Faserdicke beträgt 13 μ

Der Elastizitätsmodul ist innerhalb der Meßgenauigkeit für alle Faserbündel gleich groß und beträgt 235 kp/mm²; dabei wird der Querschnitt aus der gemessenen mittleren Dicke bestimmt unter der Annahme, daß die Fasern rund sind.

Die Zugfestigkeit ist mit der verwendeten Methode nur ungenau zu bestimmen; sie beträgt mehr als 90 kp/mm² und übertrifft damit die Zugfestigkeit des Eisens (nach KOHLRAUSCH 18—25 kp/mm²) wesentlich.

Die maximale Dehnbarkeit der Kollagenfaser liegt zwischen 30 und 40%, ist also klein im Vergleich zu den 250% der elastischen Fasern (PETRY).

Die weiteren Experimente werden zeigen, daß die Gesamthaut ein völlig anderes Verhalten als die Kollagenfaser aufweist; mit anderen Worten verhält sich die Gesamtheit vieler Kollagenfasern anders als das Einzelelement.

Im folgenden werden die Untersuchungen an der Gesamthaut dargestellt.

Versuche bei konstanter Dehnung

Belastet man ein Hautstück, bis eine bestimmte Dehnung (ε) erreicht ist, und hält dann dieses ε konstant, so nimmt die Kraft, die zum Aufrechterhalten der Dehnung notwendig ist, im Laufe der Zeit ab. *Die Experimente haben ergeben, daß die*

Kraft (K) mit dem Logarithmus der Versuchsdauer (t) abnimmt. Das läßt sich durch die Formel

$$K_\varepsilon = -\beta \ln \frac{t}{t_0}$$

beschreiben.

Dieses Verhalten, im folgenden Fließen genannt, wurde bei über 500 Versuchen gefunden und bestätigt (Abb. 7).

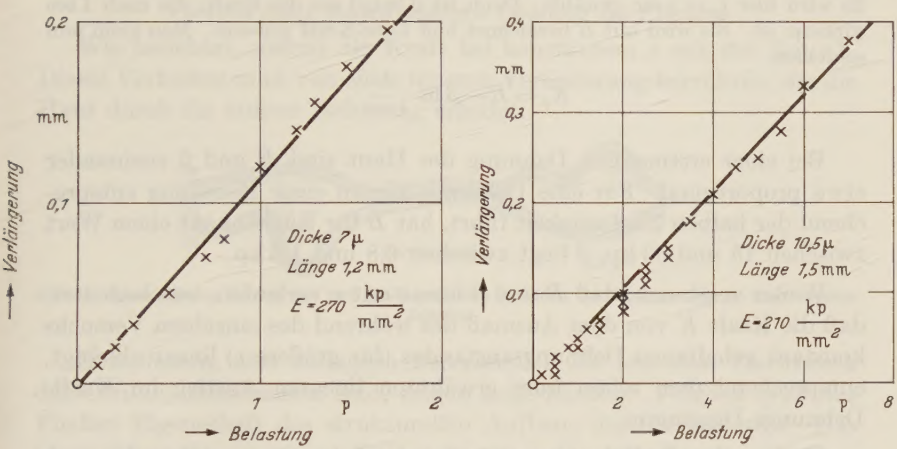

Abb. 6. Beispiel für die Kraft-Dehnungs-Abhängigkeit der Kollagenfasern

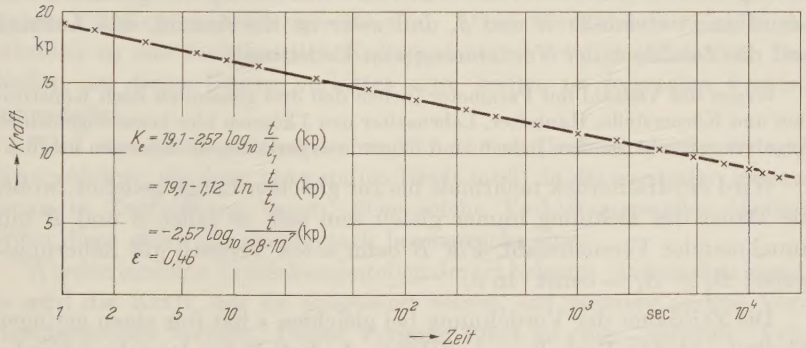

Abb. 7. Beispiel für die Abhängigkeit der Kraft von der Versuchsdauer

In obenstehender Gleichung beschreibt β die Größe des Kraftabfalls und stellt damit ein Maß für das Fließen dar. β wird Fließgröße genannt. t_0 ist die Zeit, nach der die Kraft den Wert Null erreichen würde, falls das Gesetz auch für sehr große Zeiten gültig wäre. Tatsächlich gilt es im Bereich 1 sec $< t <$ 10000 sec; es stellt eine Näherung dar und gilt nicht für sehr kleine und sehr große Zeiten. Über kürzere Zeiten als 1 sec kann nichts ausgesagt werden, da die Zeitkonstante des verwendeten Registriersystems 1 sec beträgt. Für Zeiten größer als 10^4 sec

wird die Haut während der Versuchsdauer wesentlich verändert (z. B. Austrocknung), so daß eine Messung nicht mehr sinnvoll erscheint.

Für eine praktische Auswertung des Fließens ist es günstiger, obige Gleichung anders zu formulieren:

$$K_\varepsilon = \beta \ln \frac{t_0}{t_1} - \beta \ln \frac{t}{t_1},$$

wobei t_1 eine beliebige Zeit ist, die aus Dimensionsgründen eingeführt werden muß. Es wird hier $t_1 = 1$ sec gewählt. Dann ist $\beta \ln t_0/1$ sec die Kraft, die nach 1 sec wirksam ist. Sie wird mit B bezeichnet und 1-sec-Kraft genannt. Man kann nun schreiben

$$K_\varepsilon = B - \beta \ln \frac{t}{1 \text{ sec}}.$$

Bei einer erstmaligen Dehnung der Haut sind B und β zueinander etwa proportional. Für eine Dehnung, die zu einer Belastung entsprechend der halben Zugfestigkeit führt, hat B für Rückenhaut einen Wert zwischen 15 und 50 kp, β liegt zwischen 0,8 und 1,6 kp.

Weiter zeigt sich, daß B und β linear mit ε verlaufen, was bedeutet, daß die Kraft K von dem Ausmaß des während des einzelnen Versuchs konstant gehaltenen Dehnungszustandes (für größere ε) linear abhängt, entsprechend dem schon kurz erwähnten linearen Anstieg im Kraft-Dehnungs-Diagramm.

Vorhergehende Dehnungen, das sind solche, die vor dem Versuch durchgeführt wurden und nach denen eine Entlastung stattgefunden hat, beeinflussen ebenfalls B und β, und zwar ist die Anzahl, das Ausmaß und die Zeitdauer der Vordehnung von Bedeutung.

Wegen der Vielzahl der Parameter (neben den drei genannten noch Konstitution und Körperstelle, Hautalter, Lebensalter usw.) können hier keine allgemeinen Angaben gemacht werden, jedoch sind folgende experimentelle Aussagen möglich:

Wird ein Hautstück mehrmals bis zur gleichen Länge gedehnt, wobei die Dauer der Dehnung immer gleich sein soll, so fallen β und B mit zunehmender Versuchszahl. Für B beim n-ten Versuch gilt näherungsweise: $B_n = B_1 - \text{const} \cdot \ln n$.

Die Zeitdauer der Vordehnung bei gleichem ε hat nur einen geringen Einfluß auf das Verhalten der Haut. Lediglich bei lang bestehender Dehnung (länger als 10 min) ist ein merkbarer Unterschied zu kurz belasteter Haut (einige Sekunden) festzustellen, und zwar verhält sich die langbelastete Haut zur kurzbelasteten wie eine mehrfachbelastete zu einer weniger oft belasteten.

Das Ausmaß der Vordehnung ist von großem Einfluß. Ist das Ausmaß einzelner vorhergehender Dehnungen verschieden, so überwiegt die Wirkung der größten Dehnung, und alle schwächeren sind ihr gegenüber zu vernachlässigen.

Wird nach einer starken Vordehnung das Zeitverhalten bei einer schwachen Dehnung untersucht, so zeigt sich, daß β sehr klein ist und praktisch gleich Null gesetzt werden kann.

Wird bei einer schwachen Vordehnung das Zeitverhalten bei einer nachfolgenden starken Dehnung untersucht, so verhält sich die Haut so, als ob sie noch nie gedehnt worden wäre.

Versuch einer modellmäßigen Deutung des Fließens

Wie berichtet, nimmt die Kraft bei konstantem ε mit der Zeit ab. Dieses Verhalten muß von einer inneren Veränderung herrühren, die die Haut durch die äußere Belastung erleidet.

Abb. 8. Schematisches Modell von zwei Kollagenfasern mit einer Verklebungsstelle im ungedehnten Zustand

Einzelfasern, also kollagene Faserbündel, die aus dem Flechtwerk des Coriums entnommen sind, zeigen kein Fließen. Folglich muß das Fließen Eigenschaft des strukturellen Aufbaus des Coriums sein. Das Corium besteht aus einem Netzwerk von kollagenen Fasern mit einer mittleren Dicke von 13 μ, die wiederum aus vielen parallelen 0,6 μ dicken Fibrillen zusammengesetzt sind. Diese werden durch eine Kittsubstanz zu den funktionellen Kollagenfasern vereinigt (Keller). Die Stellen, an denen Fasern verkittet sind, heißen im folgenden Verklebungsstellen.

Wird eine Haut gedehnt, so werden zuerst die Fasern entwellt und dann gedehnt; die dazu notwendige Kraft muß, da die wenigsten Fasern genau in Zugrichtung liegen, über solche Verklebungsstellen laufen, wobei diese nicht alle gleich stark beansprucht sind.

Werden einzelne Verklebungsstellen derart belastet, daß sie sich lösen, so wird die Kraft, der sie ausgesetzt waren, auf mehrere andere Verklebungsstellen verteilt. Dieser Vorgang führt zu einer „inneren" Verlängerung des Hautstücks und damit zu einer Abnahme der zur Dehnung notwendigen Kraft ($\varepsilon = \text{const}$). Die Lösung der Verklebungsstellen geschieht, wie man unter dem Mikroskop beobachten kann, in der Form eines gleitenden Risses; nach dem Riß stellt sich in dem Fasernetz ein neuer Gleichgewichtszustand ein.

Ein idealisiertes Fasermodell mit nur einer Verklebungsstelle wird durch Abb. 8 veranschaulicht. Es besteht aus zwei Fasern und ist als Baustein gedacht, aus dem das statistische Gitter mit vielen Verklebungsstellen aufgebaut ist.

Wird an dem Modell in der angegebenen Richtung gezogen, so entwellen sich die Fasern, soweit das die Verklebung zuläßt. Nun wird die Verklebung belastet. Bei genügend starkem Zug reißt sie an der strichpunktierten Linie auf (Abb. 9). Dadurch kommt es zu einer Verlängerung des Modells (bezogen auf den unbelasteten Zustand), da sich die bisher noch gewellten Faseranteile entwellen. Es verhält sich also, solange die Verklebungsstelle intakt ist, wie eine Faser, nach dem Riß wie zwei Fasern, d. h. der Elastizitätsmodul des gesamten Systems ist durch den Riß verdoppelt worden. Die zum Aufrechterhalten der Dehnung notwendige Kraft muß sich aus energetischen Gründen durch den

Abb. 9. Schematisches Modell von zwei Kollagenfasern mit einer Verklebungsstelle im gedehnten Zustand

Riß vermindern, und zwar ist die Kraftverminderung gleich der Zugfestigkeit der gerissenen Verklebung.

Es ist also durch den Riß der Verklebungsstelle bei konstanten äußeren Abmessungen des Modells eine Verminderung der Kraft und eine Erhöhung des Elastizitätsmoduls entstanden.

Das Verhalten eines Hautstücks bei konstanter Dehnung läßt sich als das Zusammenwirken vieler derartiger oder ähnlicher Einzelmodelle beschreiben. Dabei ist es nützlich, die Verklebungsstellen in drei Gruppen einzuteilen:

1. Gruppe: Die Verklebungsstellen, die bei einer Dehnung der Haut innerhalb der ersten Sekunde reißen. Durch sie bedingte Veränderungen können nicht registriert werden, da die Zeitkonstante der Meßapparatur 1 sec beträgt.

2. Gruppe: Die Verklebungsstellen, die nach einer Sekunde bis zum Ende des Versuchs reißen. Sie führen zu meßbaren Veränderungen des Spannungszustandes der Haut, und zwar ist die Kraftabnahme der Anzahl der gerissenen Verklebungen proportional.

3. Gruppe: Die Verklebungsstellen, die am Ende des Versuchs noch unzerrissen sind.

Die folgende mathematische Auswertung führt zu dem bereits bekannten logarithmischen Gesetz:

Jede Verklebungsstelle benötigt zu ihrem Riß eine gewisse Energie E. Die Anzahl der Verklebungsstellen mit einer zum Riß notwendigen Energie zwischen E und $E + dE$ sei $f(E)\,dE$, wobei $f(E) = dn_0/dE$ eine beliebige, durch den Aufbau

des Kollagennetzwerks festgelegte Funktion darstellt. Dann ist die Anzahl aller Verklebungsstellen $n_0 = \int_0^\infty f(E)\,dE$.

Bei gedehnter Haut nimmt die Anzahl der Verklebungsstellen mit fortschreitender Zeit ab. Dieser Zeitabhängigkeit legt man das natürliche Abnahmegesetz zugrunde, welches aussagt, daß die zeitliche Abnahme $(-\dot{n})$ proportional zu der jeweiligen Anzahl der Verklebungsstellen (n) ist. Die Integration der sich daraus ergebenden Differentialgleichung $n = -T \cdot \dot{n}$ liefert

$$n(t) = n_0 \cdot e^{-t/T}.$$

Der Proportionalitätsfaktor T gibt an, nach welcher Zeit T die Gesamtzahl aller Verklebungsstellen (n_0) auf den e-ten Teil abgesunken ist. Man kann T als mittlere, von E abhängige Lebensdauer aller Verklebungsstellen bezeichnen. Die Lebensdauer einer speziellen Verklebungsstelle ist die Zeit, die vom Beginn des Versuchs, also vom Anlegen der Belastung an die Haut bis zur abgeschlossenen Trennung der beiden verklebten Fasern verstreicht.

Durch Einsetzen von n_0 in obige Gleichung erhält man:

$$n(t) = \int_0^\infty f(E) \cdot e^{-t/T}\,dE,$$

und durch Differenzieren

$$\frac{dn(t)}{dt} = -\int_0^\infty \frac{1}{T} \cdot f(E) \cdot e^{-t/T}\,dE.$$

Wie T von E abhängt, ergibt sich aus folgenden statistischen Überlegungen: Die Wahrscheinlichkeit für das Eintreten eines Risses im Zeilelement dt ist einerseits nach der allgemeinen Boltzmann-Statistik proportional mit $\exp(-E/r) \cdot dt$, wobei r die mittlere Rißenergie darstellt, also das Mittel aus den im statistischen Wechsel freiwerdenden und übertragenen Energiebeträgen, andererseits gleich dt/T. Man erhält hieraus

$$T = T_0 e^{E/r}.$$

Dabei ist die als Proportionalitätsfaktor eingeführte Größe T_0 die mittlere Lebensdauer für Verklebungsstellen, die zu ihrem Riß keine Energie mehr benötigen $(E = 0)$. Ihr entspricht die mittlere Laufzeit, die verstreicht, bis eine von außen an die Haut angelegte Belastung eine Verklebung erreicht.

Ändert man in obigem Integral mit $dE = r \cdot dT/T$ die Integrationsvariable, so ergibt sich

$$\frac{dn(t)}{dt} = -\int_{T_0}^\infty \frac{r}{T^2} \cdot f(E) \cdot e^{-t/T}\,dT,$$

bzw. umgeformt

$$\frac{dn(t)}{d\ln t} = -\int_{T_0}^\infty t \cdot \frac{r}{T^2} \cdot f(E) \cdot e^{-t/T}\,dT.$$

Es reißen bis zum Ende der ersten Versuchssekunde die Verklebungen, die zum Riß eine geringe Energie notwendig haben, etwa alle bis zu einer Grenze E_1. Nach dem Versuch sind noch diejenigen Verklebungen intakt, die zum Zerreißen eine Energie größer als E_2 benötigt hätten. Zwischen E_1 und E_2 liegen die für den

Versuch wichtigen Verklebungen. Nimmt man an, daß die langsam veränderliche Größe $f(E) = dn_0/dE$ über den Versuchsbereich (also zwischen E_1 und E_2) konstant ist ($f(E) = dn_0/dE = C$), so wird obige Gleichung integrierbar, und man erhält

$$\frac{dn(t)}{d\ln t} = -C \cdot r\,(1-e^{-t/T_0}).$$

Ist $t \gg T_0$, so ist $\exp(-t/T_0)$ klein gegen 1, und es ergibt sich für die Anzahl der Verklebungsstellen bei konstentem Dehnungszustand

$$n(t)_\varepsilon = -C \cdot r \cdot \ln \frac{t}{t_0};$$

d. h., n nimmt mit dem Logarithmus der Versuchsdauer ab. Ebenso verhält sich die zum Aufrechterhalten der Dehnung notwendige Kraft (K), so daß

$$K(t_\varepsilon) = -\beta \ln \frac{t}{t_0}$$

ist, was bereits als experimentelles Ergebnis festgestellt worden ist.

Für sehr kurze Zeiten führt dieselbe Überlegung zu einem linearen Abfall der Kraft mit der Zeit; das entzieht sich jedoch der experimentellen Nachprüfung. Für sehr lange Zeiten sind Abweichungen von dem logarithmischen Gesetz zu erwarten und treten auch tatsächlich auf.

Weiterhin erklärt sich zwanglos der Einfluß vorhergehender Dehnungen. Die Verklebungsstellen sind verschieden fest, bedingt z. B. durch verschiedene Länge der Haftstellen. Bei geringer Dehnung reißen hauptsächlich die schwachen, bei größeren Dehnungen auch die festeren Verklebungen. Die Größe β ist ein Maß für die Abnahme der Verklebungsstellen, d. h. wenn viele (wenige) Verklebungen reißen, entspricht dem ein großes (kleines) β. Nur wenige für die entsprechende Dehnung zerreißbare Verklebungen gibt es z. B. bei einer schwachen Dehnung oder nach einer starken Vordehnung.

Versuche mit veränderlicher Dehnung (Spannungs-Dehnungs-Kurven)

Wird ein Hautstreifen mit konstanter Dehnungsgeschwindigkeit vom ungedehnten Zustand bis zum Zerreißen gedehnt, so erhält man eine charakteristische Spannungs-Dehnungs-Kurve, die in über 2000 Versuchen gefunden wurde. Sie ist in Abb. 10 dargestellt und dort in vier Bereiche eingeteilt, auf die später eingegangen werden wird.

Zunächst soll untersucht werden, inwieweit diese Kurvenform durch die Zeitabhängigkeit und vorhergehende Dehnungen beeinflußt wird und ob die Zugfestigkeit und die Elastizitätsgröße als charakteristische Meßwerte für die Haut brauchbar sind.

Welchen Einfluß die Zeitabhängigkeit hat, wird am besten durch Änderung der Dehnungsgeschwindigkeit festgestellt: Ändert sich die Dehnungsgeschwindigkeit ($\dot{\varepsilon}$) während des Versuchs, so ändert sich die Steigung im σ^*/ε-Diagramm, und zwar nimmt die Steigung mit sinkendem $\dot{\varepsilon}$ erheblich ab. Wird jedoch die Dehnungsgeschwindigkeit während des Versuchs nicht verändert ($\ddot{\varepsilon} = 0$), so erhält man für alle $\dot{\varepsilon}$ dieselbe Steigung, d. h. bei schneller Dehnung ist die Kurve genau so steil wie

bei langsamer. Experimentell ist dieser eigenartige Befund in einem weiten Bereich der Dehnungsgeschwindigkeit nachgeprüft, nämlich zwischen 2 mm/Std und 45 mm/sec, also über mehr als drei Zehnerpotenzen. Diese Tatsache steigert den Aussagewert der Elastizitätsgröße ganz wesentlich, denn damit ist α zeitunabhängig. Die Beschränkung dieser Aussage auf Versuche mit $\ddot{\varepsilon} = 0$ ist nicht von Belang, da alle Versuche unter dieser Bedingung durchgeführt wurden. (Die Dehnungsgeschwindigkeit wird durch die Antriebsmotoren konstant gehalten.) Auf die Zugfestigkeit hat die Dehnungsgeschwindigkeit keinen Einfluß.

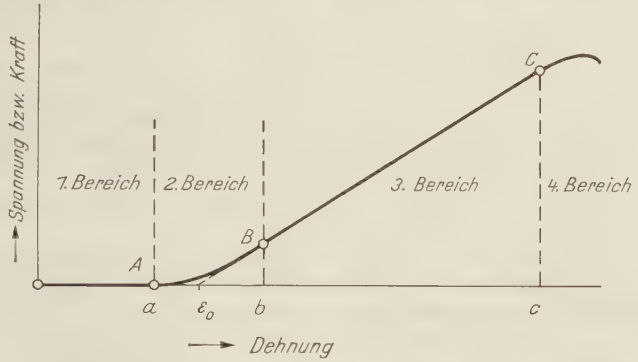

Abb. 10. Charakteristische Spannungs-Dehnungs-Kurve der Haut. ε_0 erhält man durch Extrapolation des dritten Bereichs in Richtung kleiner Dehnungen bis zur Stelle $K = 0$; die Buchstabenbezeichnung und Einteilung wird später benötigt

Durch vorhergehende Dehnungen wird die Form der Spannungs-Dehnungs-Kurven wesentlich verändert, und zwar wird der zweite, monoton ansteigende Kurvenabschnitt bei mehrfacher Dehnung immer kleiner (Abb. 11) — bei sehr langer Vorbelastung (>10 Std) kann er sogar völlig verschwinden, die Kurve besitzt dann einen Knick — und der dritte, linear ansteigende Kurventeil verläuft bei einer zweiten Dehnung steiler als bei einer ersten (Abb. 11), d. h. $\alpha_2 < \alpha_1$, wobei die Indices die Reihenfolge der Dehnungen bezeichnen.

Für alle folgenden Dehnungen gleichen Ausmaßes wird der Wert von α_2 beibehalten. Weiter besteht zwischen dem α der ersten Dehnung (α_1) und dem α der zweiten und aller folgenden Dehnungen ($\alpha_2 = \alpha_3 = \alpha_4 = \ldots$) eine Proportionalität, die noch von ε abhängt. Die Zugfestigkeit wird durch vorhergehende Dehnungen nicht verändert.

Inwieweit kann man nun die Zugfestigkeit ($\sigma^*_{\max}$) und die Elastizitätsgröße (α) als charakteristische Meßwerte für ein Hautstück betrachten?

Die Zugfestigkeit hängt weder von irgendwelchen zeitlichen Faktoren noch von vorhergehenden Dehnungen ab; $\sigma^*_{\max}$ ist also ein charakteristischer Meßwert. Die Elastizitätsgröße hängt zwar bei $\ddot{\varepsilon} = 0$ nicht von der Dehnungsgeschwindigkeit ab, jedoch von Vordehnungen. Die bei

einer ersten Dehnung erreichbare maximale Dehnung (Rißdehnung) bezogen auf ε_0 beträgt $0{,}4 \pm 0{,}15$. Bei dieser Dehnung hat das Verhältnis α_1/α_2 den konstanten und maximalen Wert 1,6. Hat ein Hautstück nach einer starken Dehnung dieses $\alpha_2 = \alpha_1/1.6$ erreicht, so behält es diese Elastizitätsgröße bei, gleichgültig, ob schnell oder langsam, stark oder schwach gedehnt wird. α_2 ist also charakteristisch für die Haut. Da aber α_1 mit diesem Wert durch den Faktor 1,6 fest verknüpft ist, ist auch die Elastizitätsgröße der ersten Dehnung (α_1) ein charakteristischer Meßwert.

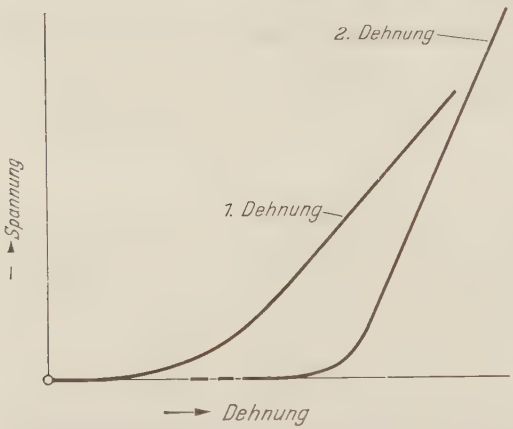

Abb. 11. Kurvenform bei einer ersten und zweiten Dehnung

Die oben festgestellte Zeitunabhängigkeit der Dehnungsgröße widerspricht der Erwartung und bedarf einer Erklärung:

Bei einer Dehnung von ε auf $\varepsilon + \Delta\varepsilon$ ändert sich die Kraft ΔK; dieses ΔK setzt sich aus zwei Komponenten zusammen, einer zeitunabhängigen ΔK_H und einer zeitabhängigen ΔK_n ($\Delta K = \Delta K_H + \Delta K_n$). ΔK_H ist der Kraftzuwachs auf Grund der Hookschen Dehnung von N Kollagenfasern. ($\Delta K_H = kN\Delta\varepsilon$, zeitunabhängig). Die zweite Komponente (ΔK_n) ist durch den Riß von Verklebungen bedingt und somit zeitabhängig; sie muß für $\ddot{\varepsilon} = 0$ wegen der Zeitunabhängigkeit von α verschwinden.

Wie aus dem Modell mit einer Verklebungsstelle (Abb. 8 und 9) ersichtlich ist, gehören zu dem Riß einer Verklebung zwei Ereignisse: 1. Eine Verminderung der Kraft ($-\Delta K_1$) und 2. eine Zunahme der an der Dehnung beteiligten Fasern, die zu einem Steilerwerden der Kraft-Dehnungs-Kurve führt ($+\Delta K_2$). Es ist also $\Delta K_n = -\Delta K_1 + \Delta K_2$. Bei der Dehnung der Haut überlagern sich viele solche Einzelvorgänge derart, daß ihre Gesamtwirkung für $\ddot{\varepsilon} = 0$ nach außenhin verschwindet. Eine annähernde experimentelle Bestimmung der beiden geschilderten Komponenten ist folgendermaßen möglich:

1. Dehnt man ein Hautstück immer um gleiche Beträge $\Delta\varepsilon$ (z. B. 0,06) in gleich kurzen Zeitabschnitten $\Delta t'$ (z. B. 1 sec) und wartet nach jeder Dehnung um $\Delta\varepsilon$ eine vergleichsweise lange Zeit $\Delta t''$ (z. B. 1 min), so erhält man ein σ^*/ε-Diagramm wie in Abb. 12.

Die Kurve kann als Näherung für eine kontinuierliche Dehnung mit der Dehnungsgeschwindigkeit $\dot{\varepsilon} = \Delta\varepsilon/(\Delta t' + \Delta t'')$ betrachtet werden, erlaubt jedoch den Kraftabfall $-\Delta K_1$ je $\Delta\varepsilon$, der durch den Riß von Verklebungen entsteht, zu messen. Trägt man die einzelnen $-\Delta K_1$ gegen ε auf, so findet man eine Linearität mit ε. Man kann also für die Kraftabnahme schreiben: $-\Delta K_1 = c_1(\varepsilon - \varepsilon_0)\Delta\varepsilon$. Führt man mehrere derartige Versuche mit verschiedenen Hautstücken aus, so stellt sich heraus, daß c_1 proportional der Steigung im σ^*/ε-Diagramm ist, also proportional zu $1/\alpha_1$. Als Mittelwert aus mehreren Messungen ergibt sich $c_1\alpha_1 = 2{,}5$ cm.

2. Das ΔK_2, das dem ΔK_1 entgegengerichtet ist, läßt sich aus der Änderung der Steilheit der einzelnen Kurvenabschnitte in Abb. 12 errechnen. Man erhält wie oben eine Linearität mit $\varepsilon : \Delta K_2 = c_2(\varepsilon - \varepsilon_0)\Delta\varepsilon$ und ein mittleres $c_2\alpha_1 = 2{,}9$ cm.

c_2 läßt sich weiter aus dem Zuwachs der Steilheit ermitteln, den die $\sigma^*\varepsilon$/-Kurve bei einer zweiten Dehnung gegenüber der ersten aufzuweisen hat.

Durch Integration der letzten Gleichung erhält man $K_2 = \frac{c_2}{2}(\varepsilon - \varepsilon_0)^2$. Aus der Steigung der σ^*/ε-Kurve kann auf die Anzahl der belasteten Fasern (N) rückgeschlossen werden, und zwar ist, wie im folgenden Abschnitt festgestellt werden wird, $N = m/k = 1/0{,}031\,\alpha$ (1/cm). Durch die erste Dehnung vermehrt sich die Anzahl der beteiligten Fasern pro Zentimeter Hautbreite um

$$N_2 - N_1 = \frac{1}{0{,}031}\left(\frac{1}{\alpha_2} - \frac{1}{\alpha_1}\right).$$

Zur Dehnung dieser dazugekommenen Fasern ist bei einer zweiten Dehnung die zusätzliche Kraft K_2 erforderlich.

$K_2 =$ Hautbreite $(N_2 - N_1)\,0{,}031\,(\varepsilon - \varepsilon_0)$ [kp].

Durch Zusammenfassen der letzten drei Gleichungen ergibt sich

$$c_2\alpha_1 = \frac{2 \cdot \text{Hautbreite} \cdot (\alpha_1/\alpha_2 - 1)}{(\varepsilon - \varepsilon_0)} \text{ [cm]}$$

und mit den weiter vorn angegebenen experimentellen Zahlenangaben (Verhältnis von $\alpha_1/\alpha_2 = 1{,}6$ bei der maximalen Dehnung $(\varepsilon - \varepsilon_0) = 0{,}4$) findet man

$$c_2\alpha_1 = 3{,}0 \text{ cm}.$$

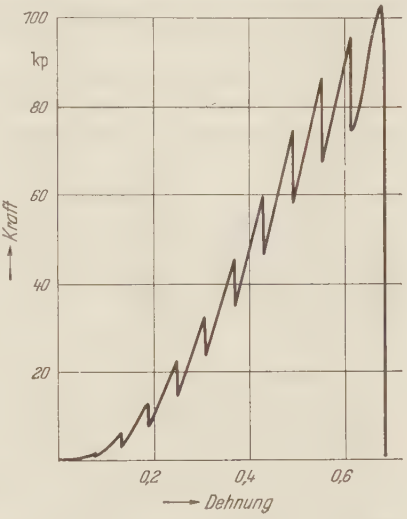

Abb. 12. Diskontinuierliche Dehnung eines Hautstücks

Es ist c_1 innerhalb der Meßgenauigkeit gleich c_2, womit die experimentell gefundene Unabhängigkeit der Elastizitätsgröße von der Dehnungsgeschwindigkeit bei $\ddot{\varepsilon} = 0$ geklärt ist.

Auf Grund der beschriebenen experimentellen Ergebnisse wird eine theoretische Erklärung der charakteristischen Spannungs-Dehnungs-Kurve der gesamten Haut versucht. Hierbei werden folgende experimentelle Ergebnisse berücksichtigt: Das Corium besteht aus vielen Faserbündeln, die im entspannten Zustand gewellt sind; das Ausmaß dieser Wellung ist verschieden. Für die Einzelfaser wird zwischen Entwellung und Dehnung unterschieden, wobei zur Entwellung nur eine sehr geringe Kraft notwendig ist, die im folgenden vernachlässigt werden kann. Die Dehnung der Einzelfaser gehorcht dem Hookschen Gesetz. Die Risse der Verklebungsstellen werden vernachlässigt, wozu die Tatsache berechtigt, daß sie die Kurvenform während des Versuchs nicht verändern.

Es werden jetzt die vier Kurvenbereiche besprochen, auf die an Hand der Abb. 10 schon hingewiesen wurde.

Erster Bereich $(0 \leqq \varepsilon \leqq a)$: Die Faserbündel werden entwellt. Die dazu notwendige Kraft ist sehr klein; sie kann mit der verwendeten Registriereinrichtung nicht gemessen werden. Am Ende des Bereichs ist das erste Faserbündel entwellt.

Zweiter Bereich $(a \leqq \varepsilon \leqq b)$: Das bei $\varepsilon = a$ als erstes entwellte Faserbündel gehorcht bei zunehmender Dehnung dem Hookschen Gesetz. Gleichzeitig werden

immer mehr Faserbündel entwellt, zu deren weiterer Dehnung zusätzliche Kraft aufgewendet werden muß. So kommt es zu einem monotonen Anstieg der Kurve. Am Ende des Bereichs ist das letzte Faserbündel entwellt.

Dritter Bereich ($b \leqq \varepsilon \leqq c$): Jetzt sind alle Faserbündel entwellt und nehmen an der Dehnung teil. Ihre Gesamtheit genügt dem Hookschen Gesetz. Die Spannungs-Dehnungs-Kurve weist in diesem Bereich einen linearen Anstieg auf. Am Ende des Bereichs reißt das erste Faserbündel ab.

Vierter Bereich ($c \leqq \varepsilon$): Bei weiter zunehmender Dehnung zerreißen immer mehr Faserbündel. Die Spannungs-Dehnungs-Kurve weicht infolgedessen vom linearen Anstieg nach unten ab. Durch das Zerreißen der Faserbündel tritt eine Verminderung des tragenden Querschnitts ein, die zum Abreißen des Hautstreifens führt.

Es können diese Überlegungen auch in mathematische Form gebracht werden, jedoch soll hierauf weitgehend verzichtet werden; lediglich eine Differentialgleichung soll benannt werden, die das Verhalten der Haut zu beschreiben erlaubt:

$$\frac{dK}{d\varepsilon} = kN,$$

wobei K die Kraft, ε die Dehnung, k ein Proportionalitätsfaktor, dessen Bedeutung noch später erläutert wird, und N die Anzahl der Fasern bedeuten, die an der Dehnung beteiligt sind, d. h. die entwellt sind. Die Differentialgleichung läßt folgende anschauliche Bedeutung zu:

Der Kraftzuwachs dK, den eine Zunahme der Dehnung um $d\varepsilon$ erfordert, ist proportional der Anzahl der Fasern N, die entwellt und damit an der Dehnung beteiligt sind.

Aus der Differentialgleichung ergibt sich für das Verhalten der Haut
im ersten Bereich: $K = 0$,
im zweiten Bereich: $K = \text{const}\,(\varepsilon - \text{a})^2$ (monoton wachsender Anstieg mit ε),
im dritten Bereich: $K = kN_0\left(\varepsilon - \frac{a+b}{2}\right)$ (linearer Anstieg mit ε, kN_0 = Steilheit des Anstiegs).

Es kann über die Anzahl der an der Dehnung beteiligten Fasern N eine zahlenmäßige Aussage gemacht werden. Der Richtungsfaktor des linearen Anstiegs kann dem experimentell gewonnenen Diagramm als bekannte Zahl m entnommen werden. Aus $kN_0 = m$ findet man $N_0 = m/k$. Die beiden Größen k und m ergeben sich aus Messungen, die an den Faserbündeln bzw. an Hautstreifen vorgenommen werden, und es sind k bzw. m die Kräfte, die zur Dehnung des Faserbündels bzw. des 1 cm breiten Hautstreifens um $\varepsilon = 1$ notwendig sind. So erhält man für k bei einem Faserbündel der mittleren Dicke von 13 μ mit dem gemessenen Elastizitätsmodul 235 [kp/mm^2] $k = 0{,}031$ kp. m erhält man aus dem reziproken Wert der Elastizitätsgröße als $m = 1/\alpha$ [kp/cm Hautbreite].

Beispielsweise ist für einen dem Rücken entnommenen Hautstreifen $\alpha = 0{,}005$ cm/kp, d. h. $m = 200$ kp/cm. So erhält man für diesen Fall $N_0 = 6500$ an der Dehnung beteiligte Faserbündel pro cm Hautbreite. Um die Anzahl N_{gesamt} aller Faserbündel zu erhalten, muß N_0 mit 1,6 multipliziert werden, wie weiter oben des näheren ausgeführt worden ist. Für unser Beispiel ist N_{gesamt} gleich $1{,}6 \cdot N_0 = 10500$/cm; das bedeutet: Ein Schnitt mit der Kantenlänge von 1 cm auf der Oberfläche der Haut durchschneidet 10500 Faserbündel.

Experimentell konnte das bestätigt werden. So wurde für mehrere Hautstreifen, für die nach dem Vorhergehenden 10500 Fasern/cm zu erwarten waren, zwischen 7000 und 12000 Fasern gefunden.

In einem möglichst dünnen Hautsenkrechtschnitt wurden alle Schnittstellen, d. h. plötzlich aufhörende Faserbündel ausgezählt, die sich in einem Streifen von

0,1 mm fanden. Die Hälfte dieser Zahl stellt die Fasern pro 0,1 mm dar. (Jede Faser hat zwei Schnittstellen, auf der Vorder- und Rückseite des Schnittes, daher die Hälfte.)

Abhängigkeit der charakteristischen mechanischen Größen von weiteren Parametern

Nachdem festgestellt wurde, daß die Zugfestigkeit und die Elastizitätsgröße als kennzeichnende Meßwerte verwendbar sind, soll nun die Abhängigkeit dieser Größen von verschiedenen Parametern untersucht werden, nämlich von der Breite der Hautmeßstreifen, der Entnahmestelle am Rücken, dem Hautalter, dem Flüssigkeitsgehalt sowie dem Einfluß einer Temperaturvorbehandlung.

Dazu wurden Spannungs-Dehnungs-Kurven aufgezeichnet, die bei einer konstanten Dehnungsgeschwindigkeit von $\dot{\varepsilon} = 0{,}1\,\mathrm{sec}^{-1}$ registriert wurden. Es wurde hierzu fast ausschließlich Rückenhaut verwendet. Die entsprechend Abb. 2 nebeneinanderliegenden Hautstreifen wurden in üblicher Weise entnommen; jeder dritte Hautstreifen diente als Normalwert und lieferte für die dazwischenliegenden, veränderten Bedingungen ausgesetzten Hautstreifen auf dem Wege der graphischen Interpolation die unter normalen Umständen zu erwartenden Meßwerte. Es sind mit diesem Verfahren nur grobe Änderungen festzustellen, denn die Schwankungsbreite der einzelnen Werte ist erheblich.

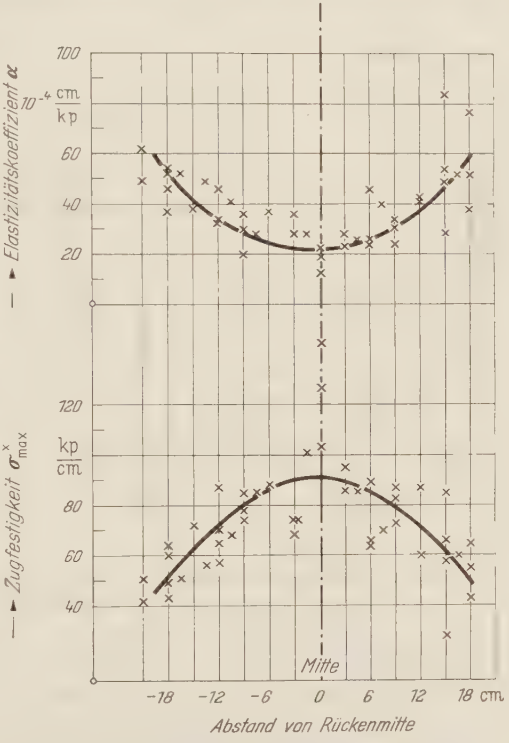

Abb. 13. Abhängigkeit der Zugfestigkeit und der Elastizitätsgröße von der Entnahmestelle am Rücken

Es zeigte sich, daß die Zugfestigkeit und die Elastizitätsgröße eine systematische und symmetrische Abhängigkeit von der Lage am Rücken aufweisen, wie aus Abb. 13 entnommen werden kann.

Bei der Untersuchung verschieden breiter Hautstreifen stellte sich heraus (Abb. 14), daß von 5 mm Hautbreite aufwärts eine gute Proportionalität zwischen Zerreißkraft und Hautbreite besteht, d. h. daß die Zugfestigkeit für Hautstreifen, die breiter als 5 mm sind, von der Hautbreite nicht abhängt, und weiter, daß die Elastizitätsgröße ebenfalls bis zu einer Breite von 5 mm herab nicht von der Hautbreite abhängt.

Die Verwendung von den in Abb. 1 dargestellten 10 mm breiten Hautnormalen ist also berechtigt. Das Abfallen der Zugfestigkeit der Hautstreifen mit dem Abnehmen der Meßbreite unter 5 mm kann durch den faserigen Aufbau der Haut erklärt werden: Kommt die Meßbreite in die Größenordnung des Faser-Gitter-Netzes, so entstehen Festigkeitsminderungen durch Randeffekte, d. h. der Zusammenhalt der Fasern ist nicht mehr in vollem Maße gegeben, einzelne Fasern liegen

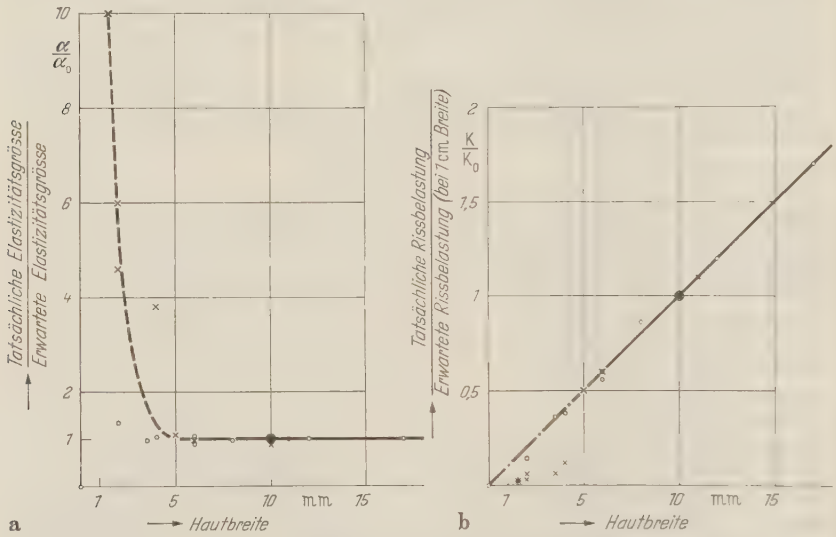

Abb. 14. Abhängigkeit der Zugfestigkeit und der Elastizitätsgröße von der Breite der Hautmeßstreifen

ohne Verbindung mit ihrer Umgebung in dem Meßstreifen und können sich infolgedessen nicht an der Dehnung beteiligen.

Es wurde weiter untersucht, inwieweit die mechanischen Eigenschaften vom Hautalter, d. h. von der Zeit zwischen Tod und Versuch, abhängen. Die Hautstücke wurden bei Zimmertemperatur aufbewahrt; sie waren in angefeuchtetes Filtrierpapier eingewickelt und befanden sich in einem Plastikbeutel. Innerhalb der ersten 10 Tage war keine Änderung der Meßgrößen festzustellen, obwohl schon ein starker Fäulnisgeruch und ein Schmierigwerden der Haut zu beobachten war. Die ersten erkennbaren Veränderungen rührten von Madenfraß her. Wurde die Haut mit einem Insekticid besprüht und dadurch die Entstehung von Maden mit ihrer zerstörenden Wirkung verhindert, so war innerhalb der ersten 25 Tage keine Veränderung der Meßgrößen zu beobachten. Für längere Zeiten nahm die Zugfestigkeit ab und die Elastizitätsgröße stieg an, wie aus Abb. 15 zu entnehmen ist.

Hautstreifen, die an der Luft liegengelassen wurden, trockneten vom Schnittrand her aus. Es bildete sich am Rand ein bräunlicher, verhärteter Streifen, der bei Belastung leicht einriß und so zu erheblichen Festigkeitsminderungen und Veränderungen der Elastizitätsgröße führte. Die naheliegende Schlußfolgerung, daß der Wasserverlust die Ursache dieser Veränderungen sei, kann nicht richtig sein, wie das Ergebnis folgender zwei Versuche zeigt:

Preßt man Hautstücke zwischen Filtrierpapier aus, wobei ein Druck von etwa 1 Tonne/cm² Hautoberfläche verwendet wurde, so ist dadurch das Volumen der

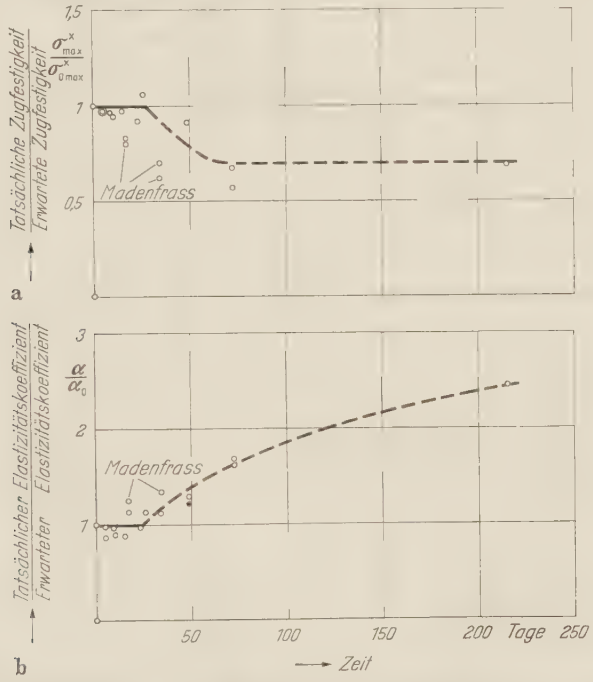

Abb. 15. Abhängigkeit der Zugfestigkeit und der Elastizitätsgröße vom Hautalter. Der Kurvenverlauf soll nur einen qualitativen Anhalt geben

Haut auf etwa $^1/_{10}$ des ungepreßten Zustandes verringert worden; der Wasserverlust war also groß. Zugfestigkeit und Elastizitätsgröße änderten sich jedoch durch das Auspressen nicht. Wurde die Haut längere Zeit in Leitungswasser ausgewaschen (um die Salze zu entfernen) und dann mit absolutem Alkohol entwässert, so verhielt sich die entwässerte Haut genauso wie native Haut. Es war in solcher Haut sicherlich weniger Wasser, als durch Austrocknung je hätte erreicht werden können.

Nachdem das Verhalten bei der Lufttrocknung nicht durch die Wasserverluste erklärbar ist, kommt als Ursache die hohe Salzkonzentration in Frage, die durch das Verdunsten von Wasser in der Haut entstehen muß. Hypertone Lösungen führen bei vielen Körpersubstanzen zu Verhärtung und Koagulation. Entsprechend könnte durch Verbacken von Kollagenfasern der harte Randstreifen entstehen, dessen Folge die mechanischen Veränderungen der Haut waren. Da die elastischen Eigenschaften der Kollagenfasern durch Austrocknen nicht beeinflußt

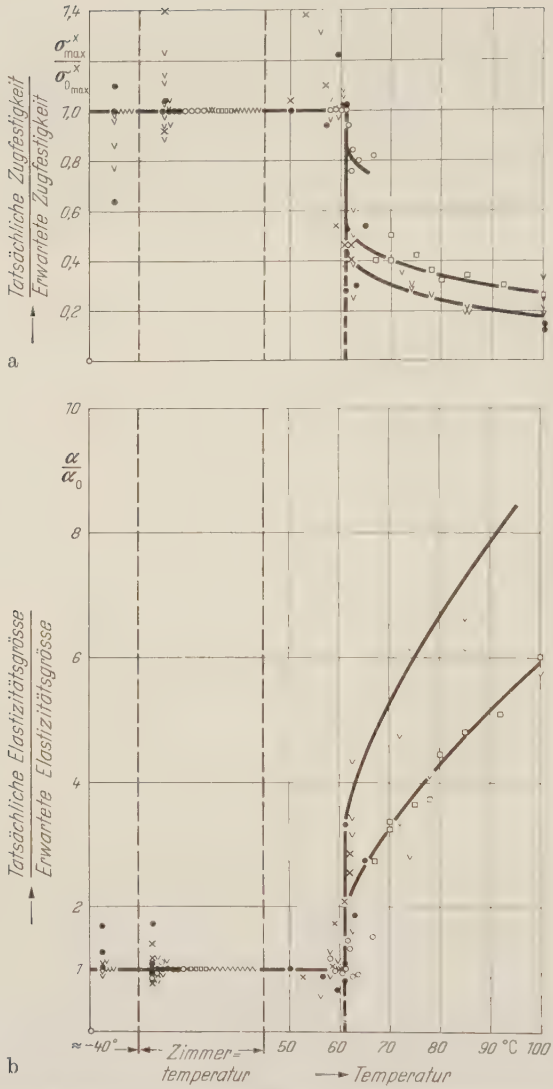

Abb. 16. Abhängigkeit der Zugfestigkeit und der Elastizitätsgröße von der Temperaturvorbelastung. Der Kurvenverlauf über 61° C ist nur ein qualitativer Anhalt. Den einzelnen Kurvenästen entsprechen verschiedene Versuchsleichen

werden, wie Versuche erwiesen haben, kann zur Erklärung dieses Verhaltens eine Veränderung der Kittsubstanz herangezogen werden. Jedenfalls ist bei allen Versuchen die Haut vor Austrocknen zu schützen.

Weiter wurde noch untersucht, welchen Veränderungen die Haut bei Erwärmung unterliegt. Es wurde dazu die Haut im thermostatierten Wasserbad jeweils 10 min belassen. Bis 60° C zeigten sich keine Veränderungen von Zugfestig-

keit und Elastizitätsgröße, für höhere Temperaturen sind die Ergebnisse in Abb. 16 eingetragen. Zeitweiliges Einfrieren der Haut bringt ebenfalls keine Veränderungen.

Zusammenfassung

Für die mechanischen Eigenschaften der menschlichen Haut sind die Kollagenfasern des Coriums ausschlaggebend. Sie bilden im ungedehnten Zustand ein statistisch ungeordnetes Netzwerk, das unter dem Einfluß einer dehnenden Kraft parallel geordnet wird. Die einzelne Kollagenfaser ist sehr fest und gehorcht dem Hookschen Gesetz.

Versuche an der gesamten Haut ergaben, daß bei konstantem Dehnungszustand die Kraft mit dem Logarithmus der Versuchsdauer abnimmt. Die Abhängigkeit der Kraft von der Dehnung wird in charakteristischen Kurven dargestellt, aus denen folgt, daß die Haut dem Hookschen Gesetz nicht gehorcht. Als kennzeichnende Meßgrößen für die mechanischen Eigenschaften der Haut bieten sich die Zugfestigkeit und die Elastizitätsgröße an, weil sie von der Dehnungsgeschwindigkeit unabhängig sind bzw. von vorhergehenden Dehnungen in gesetzmäßiger Weise abhängen.

Ein Modell erklärt die experimentellen Ergebnisse; es ist eine Aussage über die Anzahl der an der Dehnung beteiligten Fasern möglich.

Anschließend wird die Abhängigkeit der Zugfestigkeit und der Elastizitätsgröße von verschiedenen Vorbedingungen untersucht (Breite der Hautmeßstreifen, Entnahmestelle, Hautalter, Flüssigkeitsgehalt und Temperaturvorbehandlung).

Summary

For the mechanical properties of human skin the collagen fibres of the Corium are decisive. In an unextended state they form a statistically unordered network, which is parallelly ordered under the influence of an extending stress. The single collagen fibre is very resistant and reacts under the control of Hooke's law.

Experiments with the complete skin had the result, that in a constant state of strain the stress diminishes according to the logarithmus of the duration of the experiment. The relationship between the stress and the strain gives characteristic curves which prove, that the skin is not controlled by Hooke's law. Tensile strength and magnitude of elasticity are utilized as characterizing sizes of measuring for the properties of skin, because they are invariant with respect to rate of strain and legally depend on preceding extensions.

A pattern explains the experimental results. It is possible to make a statement about the quantity of fibres, involved in the strain.

Then it has been examined, how tensile strength and magnitude of elasticity depend on various conditions (breadth of the stripes of

skin, place of excision, time between death and experiment, percentage of liquid, preceding treatment with different temperatures).

Literatur

Feughelman, M., and A. R. Haly: The physical properties of wool fibers at various regains. Textile Res. J. **32**, 227 (1962).

Glasstone, S., K. J. Laidler, and H. Eyring: The theory of rate process. New York and London: McGraw Hill Book Co. 1941.

Horstmann, E.: Handbuch der mikroskopischen Anatomie des Menschen; die Haut und Sinnesorgane, Teil 3. Berlin-Göttingen-Heidelberg: Springer 1957.

Houwink, R.: Chemie und Technologie der Kunststoffe. Leipzig: Akad. Verlagsgesellschaft Geest & Portig 1954.

Jansen, L. H.: The structure of connective tissue, an explanation of the symptoms of the Ehlers-Danlos Syndrome. Dermatologica (Basel) **110**, 108 (1953).

—, and P. B. Rottier: Elasticity of human skin related to age. Dermatologica (Basel) **115**, 106 (1957).

— — Some mechanical properties of human abdominal skin measured on excised strips. Dermatologica (Basel) **117**, 65 (1958).

— — Comparison of the mechanical properties of stripes of human abdominal skin excised from below and from above the umbilic. Dermatologica (Basel) **117**, 252 (1958).

Keller, Ph.: Mechanische Eigenschaften der Haut. In: Normale und pathologische Physiologie der Haut, Bd. I. Berlin-Göttingen-Heidelberg: Springer 1962.

Kohlrausch, F.: Praktische Physik, Bd. 2. Stuttgart: J. B. Teubner 1956.

Küntzel, A.: In: Handbuch der Gerbereichemie und Lederfabrikation (Hrsg. W. Grassmann), Bd. 1, Teil 1: Die Haut. Wien: Springer 1944.

Lever, W.: Zit. nach Ph. Keller.

Mark, H.: Technologie der Textilfaser, Physik und Chemie der Cellulose. Berlin: Springer 1932.

Nitsche-Wolf, R.: Kunststoffe, Bd. I. Berlin: Springer 1962.

Petry, E.: Zit. nach Ph. Keller.

Rollhäuser, H.: Konstitutions- und Altersunterschiede in der Festigkeit kollagener Fibrillen. Gegenbaurs morph. Jb. **90**, 157 (1951).

— Die Festigkeit menschlicher Sehnen nach Quellung und Trocknung in Abhängigkeit vom Lebensalter. Gegenbaurs morph. Jb. **90**, 180 (1951).

— Die Zugfestigkeit der menschlichen Haut. Gegenbaurs morph. Jb. **90**, 249 (1951).

— Untersuchungen über den submikroskopischen Bau kollagener Fasern. Gegenbaurs morph. Jb. **92**, 1 (1952).

Sommerfeld, A.: Vorlesungen über theoretische Physik, Bd. 5, Thermodynamik und Statistik. Wiesbaden: Dieterichsche Verlagsbuchhandlung 1952.

Speakman, J. B.: Plasticity of wool. Proc. roy. Soc. B **103**, 377 (1928).

Stöhr, Ph.: Lehrbuch der Histologie. Stuttgart: Fischer 1963.

Wöhlisch, E., u. R. du Mesnil: Die Temperaturabhängigkeit der Dimensionen des elastischen Gewebes. Z. Biol. **85**, 379, 406 (1926).

— — u. H. Gerschler: Untersuchungen über die elastischen Eigenschaften tierischer Gewebe. Z. Biol. **85**, 325, 567 (1926).

Dipl.-Phys. Dr. rer. nat. P. Zink
Institut für Gerichtliche Medizin und Kriminalistik
852 Erlangen, Universitätsstr. 22

L e b e n s l a u f

Name:	Peter Zink
Geboren am:	5.August 1936
in:	München
Namen der Eltern:	Dr.Walter Zink, Oberstudiendirektor und Frau Lotte Zink
Staatsangehörigkeit:	deutsch
Schulbildung:	4 Jahre Volksschule in Regensburg, 8 Jahre Oberschule bis zur Reife im Neuen Gymnasium zu Regensburg
Studiengang:	Studium der Physik an der TH München: 11 Semester ohne Unterbrechung vom WS 54/55 bis WS 59/60. Im Mai 1960 Hauptdiplom in Physik an der TH München. Ab SS 60 Studium der Medizin an der Friedrich-Alexander-Universität Erlangen-Nürnberg ohne Unterbrechung bis jetzt. Seit Anfang 1961 im Institut für Gerichtliche Medizin und Kriminalistik.
Prüfungen:	Abitur am 13.Juni 1954; Diplomvorprüfung für Physiker am 10.August 1956; Diplomhauptprüfung für Physiker am 17.Mai 1960; Vorphysikum am 1.August 1960; Physikum am 1.März 1962.

Erlangen, den 30.Mai 1964